

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 03-132272

(43)Date of publication of application : 05.06.1991

(51)Int.Cl.

H04N 5/325

A61B 6/00

A61B 6/02

G03B 42/02

G06F 15/62

G09G 5/00

G09G 5/02

(21)Application number : 01-270734

(71)Applicant : FUJI PHOTO FILM CO LTD

(22)Date of filing : 18.10.1989

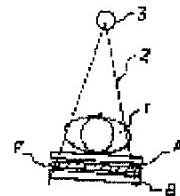
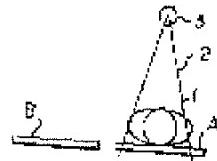
(72)Inventor : ITO WATARU

(54) METHOD AND DEVICE FOR SUBTRACTION PICTURE

(57)Abstract:

PURPOSE: To improve the diagnostic performance by using a signal summing digital picture signals read from plural storage phosphor sheets as density information, adding a difference signal to the density information as coloring information and displaying both sets of the information overlappingly.

CONSTITUTION: An X-ray tomograph image of an object 1 is stored on a 1st storage phosphor sheet A, storage sheets A, B are replaced quickly in a short time and the tube voltage of an X-ray source 3 is varied to store an X-ray picture of the object 1 whose transmission X-ray energy differs to the storage phosphor sheet B. The position of the object 1 is in the storage phosphor sheet A the same as that of the storage phosphor sheet B. Then the storage phosphor sheets A, B are overlapped, and a filter F absorbing part of the radiant ray energy is interposed between the sheets and an X rays 2 transmitted through the object 1 radiates while the filter F absorbing part of the radiant ray energy interposed inbetween. Thus, a subtraction picture desired to be observed is observed as a color image by using the original picture as a background and the diagnostic performance is enhanced.



① 日本国特許庁 (JP) ② 特許出願公開
③ 公開特許公報 (A) 平3-132272

④ Int. Cl. ¹	識別記号	序内整理番号	⑤ 公開 平成3年(1991)6月5日
H 04 N 5/325			
A 61 B 6/00			
	3 5 3 Z	8119-4C	
		B 7447-2H	
G 03 B 42/02			
G 06 F 15/62	3 9 0 A	8419-5B	
G 09 G 5/00		A 8121-5C	
		8121-5C	
		8119-4C A 61 B 6/00	3 5 0 S
		8119-4C	3 0 3 J

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全 9 頁)

⑥ 発明の名称 サブトラクション画像の表示方法および装置

⑦ 特願 平1-270734

⑧ 出願 平1(1989)10月18日

⑨ 発明者 伊藤 淳 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内

⑩ 出願人 富士写真フィルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地

⑪ 代理人 弁理士 柳田 征史 外1名

明細書

1. 発明の名称

サブトラクション画像
の表示方法および装置

2. 特許請求の範囲

(1) 2枚以上の蓄積性蛍光体シートのそれぞれに、
軟部組織と、該軟部組織の他に該軟部組織より放
射線透過度の低い脂肪組織を含む可能性のある被
写体を通過したそれらエネルギーが異なる放射
線を照射して、これらの蛍光体シートに前記被写
体の少なくとも一部の画像情報を互いに異なる放
射線画像を蓄積記録し、これらの蛍光体シートに
励起光を走査して前記放射線画像を輝度発光光に
変換し、この輝度発光光の発光量を光電的に読み
出してデジタル画像信号に変換し、各画像の対応
する画素間でこのデジタル画像信号の減算を行な
って放射線画像の前記脂肪組織のみの画像を形成
する差信号を得るエネルギーサブトラクションに
おいて、前記2枚以上の蓄積性蛍光体シートから
読み出された前記デジタル画像信号のうちの1つ

をしくはそのうちの2つ以上を加算した信号を濃
度情報とし、この濃度情報は前記差信号を彩色情
報として加え、両情報を重ねて表示することを特
徴とするエネルギーサブトラクション画像の表示
方法。

(2) 放射線画像が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートに励起光を走査し、それによって前記蓄積性蛍
光体シートから発せられた輝度発光光を光電的に
読み出してデジタル画像信号に変換する画像読み取
手段と、

軟部組織と、該軟部組織の他に該軟部組織より放
射線透過度の低い脂肪組織を含む可能性のある被
写体を通過したエネルギーが互いに異なる放射
線の照射により、該被写体の少なくとも一部の画像
情報を互いに異なる放射線画像が蓄積記録され
た2枚以上の前記蓄積性蛍光体シートそれぞれから、
前記画像読み取手段によって得た各デジタル画像
信号の対応する画素間で減算を行ない、それに
よって前記脂肪組織のみの画像を形成する差信号
および2枚以上の蓄積性蛍光体シートから読み出

特開平3-132272(2)

された前記デジタル画像信号のうちの 1つもしくはそのうちの 2つ以上を加算した通常画像を形成する加算信号を得るサブトラクション演算手段と、

前記加算信号を減算信号とし、前記差信号を着色信号として着色画像信号を構成する着色画像信号構成手段と、

前記着色画像信号に基づいて着色画像を表示する表示装置とからなるサブトラクション画像の表示装置。

- (3) 2枚以上の蓄積性蛍光体シートのそれぞれに、骨と軟部組織とを含む被写体を透過したそれぞれエネルギーが異なる放射線を照射して、これらの蛍光体シートに前記被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像を蓄積記録し、これらの蛍光体シートに励起光を走査して前記放射線画像を輝度発光光に変換し、この輝度発光光の発光量を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換し、各画像の対応する画素間でこのデジタル画像信号の減算を行なって放射線画像の前記骨が消去された軟部組織の画像を形成する差信号と、

軟部組織が消去された骨の画像を形成する差信号を得るエネルギー・サブトラクションにおいて、前記軟部組織の画像と前記骨の画像のいずれか一方を着色画像とし、前記2種の画像を重ねて表示することを特徴とするエネルギー・サブトラクション画像の表示方法。

- (4) 放射線画像が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートに励起光を走査し、それによって前記蓄積性蛍光体シートから発せられた輝度発光光を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換する画像読み取手段と、

骨および軟部組織を含む同一の被写体を透過したエネルギーの互いに異なる放射線の照射により、該被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像が蓄積記録された2枚以上の前記蓄積性蛍光体シートそれぞれから、前記画像読み取手段によって得た各デジタル画像信号の対応する画素間で減算を行ない、それによって前記骨が消去された画像を形成する差信号および前記軟部組織が消去された画像を形成する差信号を得るサブ

トラクション演算手段と、

前記軟部組織が消去された骨の画像を形成する差信号と前記骨が消去された軟部組織の画像を形成する差信号のいずれか一方を着色信号とする着色信号変換手段と、

前記着色信号を他方の差信号と重ねて表示する表示装置とからなるサブトラクション画像の表示装置。

- (5) 時間サブトラクションにより得られた特定の構造物の画像を形成する差信号を着色信号として、原画像を形成する信号に加え、この信号を再生することにより前記特定の構造物の画像を原画像を対称に着色像として重ねるように表示することを特徴とする時間サブトラクション画像の表示方法。

- (6) エネルギー・サブトラクションにより特定の構造物を抽出もしくは強調されたサブトラクション画像を形成する画像信号を着色信号として、その原画像もしくは他のサブトラクション画像を形成する画像信号に加え、前記サブトラクション画像を原画像もしくは他のサブトラクション画像の上に

着色画像として表示することを特徴とするサブトラクション画像の表示方法。

特開平3-132272(5)

3. 発明の詳細な説明

(発明の分野)

本発明はサブトラクション処理をした放射線画像の表示方法および装置、詳細には蓄積性蛍光体シートを用いて行なう放射線画像のデジタルサブトラクション処理において、一番高い診断効果をもつてサブトラクション画像を表示する方法および装置に関するものである。

(発明の技術的背景および先行技術)

従来より放射線画像のデジタルサブトラクションが公知となっている。この放射線画像のデジタルサブトラクションとは、異なった条件で撮影した2つの放射線画像を光電的に読み出してデジタル画像信号を得た後、これらのデジタル画像信号を両画像の各画素を対応させて減算処理し、放射線画像中の特定の構造物の画像を形成するための差信号を得る方法であり、このようにして得た差信号を用いて特定構造物のみが抽出された放射線画像を再生することができる。

このサブトラクション処理には、基本的に次の

2つの方法がある。即ち、造影剤注入により特定の構造物が強調された放射線画像の画像信号から、造影剤が注入されていない放射線画像の画像信号を引き算(サブトラクト)することによって特定の構造物を抽出するいわゆる時間サブトラクション処理と、同一の被写体に対して相異なるエネルギー分布を有する放射線を照射し、それにより特定の構造物が持つ放射線のホルギー吸収特性を有することを利用して特定構造物が異なる画像を2つの放射線画像間に存在せしめ、その後この2つの放射線画像の画像信号間で適当な重みづけをした上で減算(サブトラクト)を行ない特定の構造物の画像を抽出するいわゆるエネルギーサブトラクション処理である。

このサブトラクション処理は特に医療用のX線写真の画像処理において診断上きわめて有効な方法であるため、近年大いに注目され、電子工学技術を駆使してその研究、開発が盛んに進められている。

さらに最近では例えば特開昭58-16334

0号公報に示されるように、きわめて広い放射線露出域を有する蓄積性蛍光体シートを使用し、これらの蓄光体シートに前述のように異なった条件で同一の被写体を通して放射線を照射して、これらの蓄光体シートに特定構造物の画像情報が異なる放射線画像を蓄積記録し、これらの蓄積画像を励起光による走査により読み出してデジタル信号に変換し、これらデジタル信号により前記デジタルサブトラクションを行なうことも提案されている。上記蓄積性蛍光体シートとは、例えば特開昭58-12429号公報に開示されているように放射線(X線、α線、β線、γ線、電子線、紫外線等)を照射するとその放射線エネルギーの一部を蓄光体中に蓄積し、その後可視光等の励起光を照射すると蓄積された放射線エネルギー量に応じて蓄光体が輝度発光を示すもので、きわめて広いラチチュード(露出域)を有し、かつ著しく高い解像力を有するものである。したがって、この蓄光体シートに蓄積記録された放射線画像情報を利用して前記デジタルサブトラクションを行なえ

ば、放射線量が変動しても常に十分な画像情報を得ることができ、診断能の高い放射線画像を得ることができる。

(発明が解決しようとする課題)

しかしながら、このようにして得られたサブトラクション画像は、例えば骨の画像と軟部組織の画像を別々に作成した場合、あるいはマンモの透視像を抽出した場合、さらには時間サブトラクションで血管造影を抽出した場合等に、これらの画像(サブトラクション画像)のみを観察したのでは、その抽出画像が他の部分のどの辺りにあるのか分かりにくく、原画像または他のサブトラクション画像と見比べながら見ないと十分な診断ができない。

そこで本発明は、上述のようなサブトラクションによる抽出画像を、原画像または他のサブトラクション画像とは区別しつつ、しかも一度に重ねて見ることができるよう表示するサブトラクション画像の表示方法、およびその方法を実施する装置を提供することを目的とするものである。

特開平3-132272 (4)

(課題を解決するための手段)

本発明によるサブトラクション画像の表示方法は、特定の構造物を抽出もしくは強調したサブトラクション画像を着色画像として、その原画像もしくは他のサブトラクション画像に重ねて表示することを特徴とするものである。すなわち、サブトラクション画像を原画像を背景としてその手前に着色画像として表示するようにして、抽出または強調された構造物の原画像での位置が分かりやすいようにしたものである。

すなわち、本発明のエネルギーサブトラクション画像の表示方法は、

2枚以上の蓄積性蛍光体シートのそれぞれに、軟部組織と、該軟部組織の他に該軟部組織より放射線透過度の低い筋骨部組織を含む可能性のある被写体を通過したそれぞれエネルギーが異なる放射線を照射して、これらの蛍光体シートに前記被写体の少なくとも一部の筋骨部組織が互いに異なる放射線画像を蓄積記録し、これらの蛍光体シートに励起光を走査して前記放射線画像を輝度発光光に

の発光量を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換し、各画像の対応する画素間でこのデジタル画像信号の減算を行なって放射線画像の前記筋骨部組織が消去された筋骨部組織の画像を形成する差信号と、筋骨部組織が消去された骨の画像を形成する差信号を得るエネルギーサブトラクションにおいて、前記筋骨部組織の画像と前記骨の画像のいずれか一方を着色画像とし、前記2種の画像を重ねて表示することを特徴とするものである。

そして上記方法は、

放射線画像が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートに励起光を走査し、それによって前記蓄積性蛍光体シートから発せられた輝度発光光を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換する画像読み取り手段と、

筋骨部組織と、該筋骨部組織の他に該筋骨部組織より放射線透過度の低い筋骨部組織を含む可能性のある被写体を通過したエネルギーの互いに異なる放射線の照射により、該被写体の少なくとも一部の筋骨部組織情報が互いに異なる放射線画像が蓄積記録され

査出し、この輝度発光光の発光量を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換し、各画像の対応する画素間でこのデジタル画像信号の減算を行なって放射線画像の筋骨部組織のみの画像を形成する差信号を得るエネルギーサブトラクションにおいて、前記2枚以上の蓄積性蛍光体シートから読み出された前記デジタル画像信号のうちの1つもしくはそのうちの2つ以上を加算した信号を減度情報とし、この減度情報を前記差信号を着色情報として加え、両情報を重ねて表示することを特徴とするものである。

また、本発明のもう一つのエネルギーサブトラクション画像の表示方法は、

2枚以上の蓄積性蛍光体シートのそれぞれに、骨と筋骨部組織とを含む被写体を通過したそれぞれエネルギーが異なる放射線を照射して、これらの蛍光体シートに前記被写体の少なくとも一部の筋骨部組織が互いに異なる放射線画像を蓄積記録し、これらの蛍光体シートに励起光を走査して前記放射線画像を輝度発光光に変換し、この輝度発光光

た2枚以上の前記蓄積性蛍光体シートそれぞれから、前記画像読み取り手段によって得た各デジタル画像信号の対応する画素間で減算を行ない、それによって前記筋骨部組織のみの画像を形成する差信号および2枚以上の蓄積性蛍光体シートから読み出された前記デジタル画像信号のうちの1つもしくはそのうちの2つ以上を加算した筋骨部組織を形成する加算信号を得るサブトラクション演算手段と、

前記加算信号を減度信号とし、前記差信号を着色信号として着色画像信号を構成する着色画像信号構成手段と、

前記着色画像信号に基づいて着色画像を表示する表示装置とからなるサブトラクション画像の表示装置、および、

放射線画像が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートに励起光を走査し、それによって前記蓄積性蛍光体シートから発せられた輝度発光光を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換する画像読み取り手段と、

骨および筋骨部組織を含む同一の被写体を通過し

特開平3-132222(5)

たエネルギーの互いに異なる放射線の照射により、該被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像が蓄積記録された2枚以上の前記蓄積性蛍光体シートそれぞれから、前記画像認識手段によって得た各デジタル画像信号の対応する画像間で算算を行ない、それによって前記者が消去された画像を形成する差信号および前記軟部組織が消去された画像を形成する差信号を得るサブトラクション前算手段と、

前記軟部組織が消去された骨の画像を形成する差信号と前記者が消去された軟部組織の画像を形成する差信号のいずれか一方を着色信号とする着色信号変換手段と、

前記着色信号を他方の差信号と並ねて表示する表示装置とからなるサブトラクション画像の表示装置によって実施される。

さらに本発明の時間サブトラクション画像の表示方法は、

時間サブトラクションにより得られた特定の構造物の画像を形成する差信号を着色信号として、

原画像を形成する信号に加え、この信号を再生することにより前記特許の構造物の画像を原画像を背景に着色像として表わすように表示することを特徴とするものである。

(作用および効果)

本発明によるサブトラクション画像の表示方法は、上記のようにサブトラクション画像を原画像とともに着色画像として表示するようにしたから、特に診断に適する観察したいサブトラクション画像を原画像を背景として着色像として見ることができるから、原画像の中での抽出画像の位置を容易に知ることができ、一層診断性能を高めることができる。

(実施例)

以下、図面に示す実施例に基づいて本発明を詳細に説明する。

第1A図は2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bに、肺野や血管等の軟部組織と骨とを有する同一の被写体1を透過したX線2を、それぞれエネルギーを貯えて照射する状態を示す。すなわち第1の蓄

積性蛍光体シートAに被写体1のX線透過像を蓄積記録し、次いで短時間内で蓄積性蛍光体シートA、Bを素早く取り替えると同時に、X線源3の管電圧を変えて、透過X線のエネルギーが異なる被写体1のX線画像を蓄積性蛍光体シートBに蓄積記録する。このとき蓄積性蛍光体シートAとBとで被写体1の位置関係は同じとする。

また、第1B図は2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bを重ね、この間に放射線エネルギーを一部吸収するフィルタFを介在させて被写体1と透過したX線2を、照射する状態を示すもので、これによりエネルギーの大きさの異なる放射線を蓄積性蛍光体シートA、Bに同時に照射するもの（いわゆるワンショットエネルギーサブトラクション）である。ワンショットエネルギーサブトラクションについてでは特開昭59-83486号に説明が開示されている。

このようにして、少なくとも一部の画像情報が異なる2つの放射線画像を2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bに蓄積記録する。次にこれら2枚の蓄

積性蛍光体シートA、Bから、第2図に示すような画像認識手段によってX線画像を読み取り、画像を表わすデジタル画像信号を得る。先ず、蓄積性蛍光体シートAを矢印Yの方向に副走査のため移動させながら、レーザー光源10からのレーザー光11を走査ミラー12によってX方向に主走査させ、蛍光体シートAから蓄積X線エネルギーを、蓄積記録されたX線画像にしたがって算尽蛍光光13として発散させる。算尽蛍光光13は透明なアクリル板を成形して作られた集光板14の一端面からこの集光板14の内部に入射し、中を全反射を繰りしつつフォトマルチplier15に至り、算尽蛍光光13の発光量が画像信号Sとして出力される。この出力された画像信号Sは増幅器とA/D変換器を含む対数変換器16により対数値（ $\log S$ ）のデジタル画像信号 $\log S_A$ に変換される。このデジタル画像信号 $\log S_A$ は例えば磁気ディスク等の記憶媒体17に記憶される。次に、全く同様にして、もう1枚の蓄積性蛍光体シートBの記憶画像が読み出され、そのデジタル画像信号 $\log S_B$ が同様

特開平3-132272(6)

に記憶媒体17に記憶される。

次に、上述のようにして得られたデジタル画像信号 $1 \log S_A$ 、 $1 \log S_B$ を用いてサブトラクション処理を行なう。第3図は本発明方法の一実施例によるエネルギーサブトラクション画像の表示方法における信号の処理の流れを示している。

まず前記記憶媒体17内の画像ファイル17Aと、画像ファイル17Bからそれぞれ、前記デジタル画像信号 $1 \log S_A$ 、 $1 \log S_B$ が読み出され、サブトラクション演算回路18に入力される。該サブトラクション演算回路18は、上記2つのデジタル画像信号 $1 \log S_A$ と $1 \log S_B$ を適当な重みづけをした上で対応する像素毎に減算し、デジタルの差信号

$$S_{\text{sub}} = a \cdot 1 \log S_A - b \cdot 1 \log S_B + c$$

(a、bは重みづけ係数、cは概略一定)

濃度にするようなバイアス成分である)を求める。この差信号 S_{sub} は一たん画像ファイル19に記憶されてから、次述する着色画像構成回路20を通して例えばカラー画像のディスプレイ

装置21に入力され、表示される。

このサブトラクション画像としては、例えばマンモグラフィで高圧像と低圧像の画像信号に適当な係数を掛けて差をとると、悪性腫瘍画像が得られる。この腫瘍画像は悪性であるほど濃度が高くなる。

一方、高圧像のデジタル画像信号 $1 \log S_A$ と低圧像のデジタル画像信号 $1 \log S_B$ は適当な重みづけがなされた上で加算平均により通常画像を得る加算回路22に入力されて加算平均され、その加算平均信号 S_{add} は次に濃度および/またはコントラスト補正回路23によって適当な濃度、コントラストの補正がなされた後一たん画像ファイル24に記憶される。

この加算平均信号は原画像のノイズを低減した通常画像を形成する信号となる。

この加算平均信号 S_{add} は、濃度情報として、着色画像構成回路20に入力され、前記サブトラクション処理による差信号 S_{sub} はこの濃度情報を着色情報を加える着色情報としてこの着色画像

構成回路20に入力される。

マンモグラフィのエネルギーサブトラクションでは、悪性の腫瘍画像ほど濃度が高くなっているので、この與行き情報の付与により、悪性の腫瘍ほど濃い色(例えば濃い赤色)に見えるように、比較的悪性でないものは薄い色(例えば薄い赤色)に見えるようになることができる。

このように画像構成回路20により着色画像を加えた画像の信号とされた画像信号 S_{col} は着色画像表示装置21に表示され、上記のようにノイズの低減された原画像とともに腫瘍の悪性度の程度によって着色度の異なる腫瘍画像を観察することができる。

着色画像表示装置21としてはカラーCRTを使用することができる。

次に第4図により第2の実施例を説明する。第3図の実験例のものと共通する要素には同一の符号を付して説明を省略する。

この実施例では胸部を撮影した例を説明する。胸部を高エネルギーと低エネルギーで撮影した画

像A、Bを画像ファイル17Aと17Bにそれぞれ記憶する。そしてこれらのファイル17A、17Bからのデジタル画像信号 $1 \log S_A$ 、 $1 \log S_B$ から2種のサブトラクション画像を得る。すなわち、前記画像ファイル17Aあるいは画像ファイル17Bに記憶されている被写体1のX線画像が例えば第5A図に示されるように、軟部組織5と骨6とが撮影されてなるものであるとすると、サブトラクション演算回路18により前記と同様の演算

$$S_{\text{sub}} = a \cdot 1 \log S_A - b \cdot 1 \log S_B + c$$

(a、bは重みづけ係数、cは概略一定)

濃度にするようなバイアス成分である)を行なうことによって重みづけ係数a、bを適当に選択することにより、第5B図に示されるように骨6が消去されて軟部組織5のみが抽出された軟部画像20Aを形成する画像信号 S_{sub} と、第5C図に示されるように、軟部組織5が消去されて骨6のみが抽出された骨画像20Bを形成する画像信号 S_{sub} の2種の画像信号を得ることができる。

特開平3-132272(7)

これらの2種の画像信号 S_{subA} と S_{subB} は、それぞれファイル19A、19Bに一たん記憶され、次いで着色画像構成回路20に入力され、ここで軟部画像20Aは赤色に、骨部画像20Bは白く見えるように、一方の画像信号 S_{subB} に着色情報が付与され、この着色情報が付与された着色画像信号 S_{col} が着色画像表示装置21に入力される。この着色画像表示装置21に表示された着色画像は、軟部画像20Aが赤色に、骨部画像20Bが白く見えるような着色画像で、これにより軟部画像20Aの中の臓器等を骨部画像20Bの背景の中でその位置関係を明らかにしつつ観察することができる。これにより、軟部画像20Aのみでは位置関係（特に骨部との位置関係）が分かりにくかったのが、位置関係が明確になり、診断性が向上する。

上記2つの実施例は、エネルギーサブトラクション処理により抽出された特定の構造物を着色画像としたものであるが、この方法は、時間サブトラクションにも応用することができる。

すなわち、造影剤注入により特定の構造物が強

調された放射線画像の画像信号から、造影剤が注入されていない放射線画像の画像信号を引き算することによって特定の構造物を抽出する時間サブトラクション処理において、この特定の構造物を抽出したサブトラクション画像を、原画像を背景として、その手前に着色像として表示するようすれば、この時間サブトラクション画像の観察においても位置関係を見やすくし、診断性を上げることができる。

このための方法は、上記のように時間差をつけた2つの画像の信号を2つのファイルに記憶させ、第3図に示すエネルギーサブトラクションの場合と同様にして、原画像を加算平均によりノイズを低減させたものとして得、時間サブトラクション画像をサブトラクション処理回路18を通じて得、後者を着色画像として着色画像構成回路20により組み合わせて時間サブトラクション画像を着色画像として原画像を背景として見せるようすれば、血管等の抽出物を他の背景の中に着色画像として浮き上がらせて見ることができる。

なお、時間サブトラクション処理の手法については、例えば特開昭60-207642号に詳細に記載されている。

また、エネルギーサブトラクション処理に関する限り、蓄積性蛍光体シートの形状や、その搬送方法などは種々の公知の技術が適宜利用できることは言うまでもないことである。

また前述の濃度および／またはコントラストの補正是、原画像信号に対して施す代りに、差信号 S_{subB} に対して施してもよいし、場合によっては原画像信号および差信号 S_{subB} の双方に対して施してもよい。このような濃度および／またはコントラストの補正是必ずしも必要なものではないが、実施されればそれら信号による2つの部分が遼和感無く組み合わされた自然な感じの再生画像が得られる。

なお各実施例においては、原画像信号として2枚の蓄積性蛍光体シートそれから得られたデジタル画像信号 $\log S_A$ および $\log S_B$ の加算平均信号が用いられるが、原画像信号として

$\log S_A$ および $\log S_B$ のいずれか一方が用いられてもよいことは言うまでもない。

以上2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bを使用する実施例について説明したが、3枚以上の蓄積性蛍光体シートにそれぞれ異なるエネルギーで放射線撮影し、それらシートから得られるデジタル画像信号を演算処理して差信号 S_d を得ることも可能であり（例えば3枚のシートが用いられる場合 $S_d = a \log S_A + b \log S_B - c \log S_C + d$ 、ここでa、b、cは重み係数であり、dは差信号 S_d を既定一定濃度にするようなバイアス成分である）、従って本発明はこのような3枚以上の蓄積性蛍光体シートを使用する場合にも適用可能である。

なお以上、「骨」と「軟部組織」という用語を適用して本発明を説明したが、蓄積性蛍光体シートを用いたエネルギーサブトラクションは、例えば治療用金具等が埋め込まれた人体の放射線画像から上記金具を削除した画像を得るためや、造影剤が注入された人体の放射線画像から造影剤を消

特開平3-132272(8)

出した画像を得るためにも適用されうるものであり、本明細書において「骨」とは本発明を実施する上で通常の骨と同等の要素とみなせる金属、造影剤等も含むものとし、また「軟部組織」とは上記「骨」と放射線吸収特性が異なって、エネルギー・サブトラクションにより放射線画像上で抽出されうるものすべてを含むものとする。

また、上記着色の色は、実施例では赤の例を説明したが、これは骨でも紙でもその他のいかなる色でも適宜選択しうることは言うまでもない。また、第2の実施例では軟部組織の方を着色したがこれは逆でもよいし、さらに、両方に異なった色を着色することもできることは言うまでもない。

4. 図面の簡単な説明

第1Aおよび1B図は本発明方法における放射線画像の蓄積記録ステップを示す説明図。

第2図は上記蓄積記録がなされた蓄積性蛍光体シートからの放射線画像情報読み取りを説明する概略図。

第3図は本発明方法の一実施例による方法を通

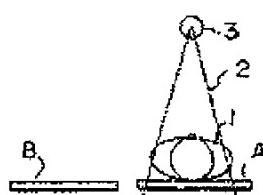
用して行なわれるエネルギー・サブトラクション処理の概要を説明するブロック図。

第4図は同じく他の実施例による方法を適用したエネルギー・サブトラクション処理の原理を説明するブロック図。

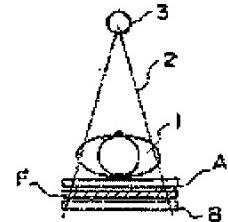
第5A、5Bおよび5C図は本発明に係るエネルギー・サブトラクション処理で得られる各種画像の例を示す図である。

- | | |
|-----------------------------------|-------------|
| 1…被写体 | 2…X線 |
| 3…X線源 | 5…軟部組織 |
| 6…骨 | 10…レーザー光源 |
| 11…レーザー光 | 12…走査ミラー |
| 13…輝点発光光 | 15…フォトマル |
| 16…サブトラクション演算回路 | |
| 20…着色画像構成回路 | 21…着色画像表示装置 |
| 20A…臓器映像 | 20B…骨部画像 |
| A、B…蓄積性蛍光体シート | |
| $\log S_A$ 、 $\log S_B$ …デジタル画像信号 | |
| S_{add} …デジタル画像信号の加算平均信号 | |
| S_{sub} …デジタル画像信号の差信号 | |

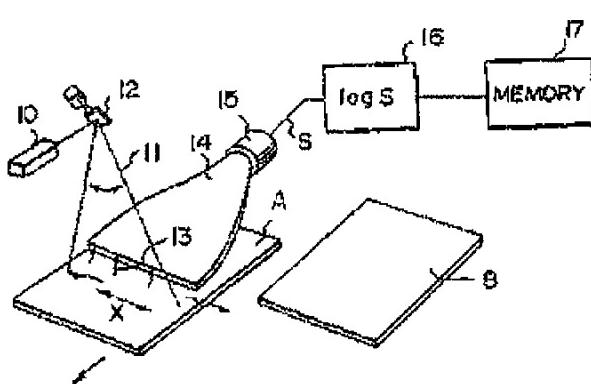
第1A図



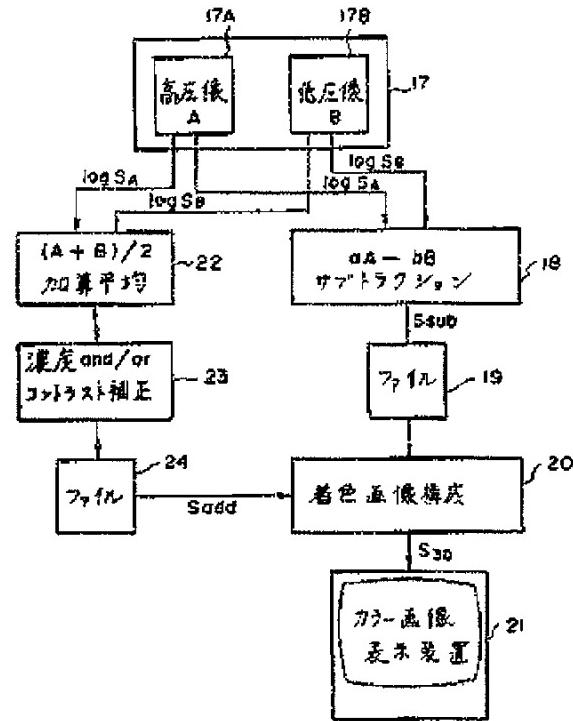
第1B図



第2図

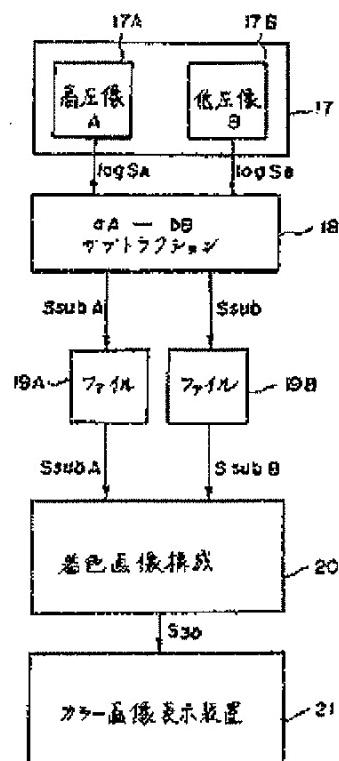


第3図

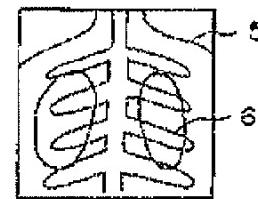


特開平3-132272(9)

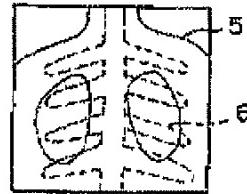
第4図



第5A図



第5B図



第5C図

